

**DAS METALLOSEPROBLEM
BEI OSTEOSYNTHESEN
IM KIEFER- UND GESICHTSBEREICH**

Fritz Anetsberger

1974



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554607_0010

Aus der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität München

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. E. Kraft

DAS METALLOSEPROBLEM
BEI OSTEOSYNTHESEN
IM KIEFER- UND GESICHTSBEREICH

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Fritz Anetsberger
aus Ampfing

1974

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. H. Grasser
2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. F. Ascher
Dekan: Prof. Dr. med. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 9.7.1974



Gliederung

A. Einleitung

- I. Ziel und Aufgabe der Frakturenbehandlung
- II. Entwicklung der Osteosynthese
- III. Osteosynthese bei Kiefer- und Mittelgesichtsfrakturen
 1. Entwicklung
 2. Methoden

B. Die Problematik der Osteosynthese mit Metallen.

Theoretischer Teil.

- I. Der Begriff "Metallschädigung"
- II. Metallurgische Grundlagen der Osteosynthese
 1. Die Begriffe "Metall" und "Legierung"
 2. Gebräuchliche Osteosynthesematerialien
 3. Das Phänomen der Korrosion
 - a) Wesen der Korrosion
 - b) Korrosionsresistenz
 - c) Ursachen und Formen der Korrosion
 - d) Folgen der Korrosion
 4. Metallurgische Untersuchungen gebräuchlicher Osteosynthesematerialien

III. Das Problem der Metallose

1. Begriffsbestimmung und Wesen der Metallose
2. Folgen der Metallose
3. Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen über die Metallose
 - a) Untersuchungen zur Metalltoxizität
 - b) Metallnachweis im Gewebe
 - aa) Histologische Untersuchungen
 - bb) Spurenanalytische Untersuchungen
 - bb1) Emissionsspektralanalytische Untersuchungen
 - bb2) Röntgenspektralanalytische Untersuchungen
 - bb3) Aktivierungsanalytische Untersuchungen

C. Eigene Untersuchungen zum Problem der Osteosynthese mit Metallen in der Kieferchirurgie

I. Untersuchungen

Gegenstand der Untersuchungen

1. Metallurgische Untersuchungen

a) Gefügeuntersuchungen

aa) Material und Methode

bb) Befunde

bb1) V₂A-Drähte

bb2) Individuell gefertigte Platten aus Cr-Co-Mo-Prothesenwerkstoffen

bb3) AO-Implantate (Platten und Schrauben)

b) Metallanalyse

aa) Material

bb) Befunde

2. Histologische Untersuchungen

a) Material

b) Erläuterungen

c) Befunde

aa) Befunde bei Drahtnahtosteosynthesen mit V₂A-Draht

bb) Befunde bei Osteosynthesen mit AO-Platten

cc) Befunde bei Osteosynthesen mit individuell gefertigten Gußplatten aus Co-Cr-Mo-Legierungen

dd) Befund einer Osteosynthese mit Palacosplatte (Beilagscheiben aus V₂A-Stahl, AO-Platten)

3. Spektralanalytische Untersuchungen

a) Material

b) Methode und Erläuterungen

c) Ergebnisse

II. Diskussion der Untersuchungsergebnisse

1. Diskussion der Ergebnisse metallurgischer Untersuchungen

2. Diskussion der Ergebnisse histologischer Untersuchungen

3. Diskussion der Ergebnisse spektralanalytischer Untersuchungen

III. Zusammenfassung

D. Literaturverzeichnis

A) Einleitung

I. Ziel und Aufgabe der Frakturenbehandlung

Das Wesen und zugleich das zentrale Problem jeder Behandlung von Knochenbrüchen besteht in der exakten Reposition der Fragmente und der Erhaltung der definitiven Reposition während der Heilungsphase, weil nur damit eine restitutio ad integrum erreicht werden kann.

Mit konservativen Behandlungsmethoden ist es nicht selten unmöglich, eine vollkommene Restitution zu erzielen. Außerdem ist die dazu erforderliche langdauernde Immobilisation der Fraktur lästig und nachteilig. Deshalb hat man schon vor langer Zeit nach Mitteln gesucht, die es ermöglichen sollten, die Fragmente durch unmittelbar am Knochen angreifende Schienung in ihrer definitiven Lage zueinander stabil zu fixieren.

II. Entwicklung der Osteosynthese

Die Geschichte der Frakturenbehandlung stellt zugleich auch die Entwicklungsgeschichte jenes Behandlungsprinzips, Osteosynthese genannt, dar.

GURLT berichtet in seinem 1862 erschienenen Buch bereits von zahlreichen Versuchen mit der Anwendung von Nagelung, Verschraubung und Drahtnaht.

Man verstand jedoch damals die blutige Knochenbruchbehandlung lediglich als Ergänzungstherapie, wenn konservative Maßnahmen nicht zum Erfolg geführt hatten. Eine Ausnahme bildeten ausgesprochen subcutan liegende Frakturen wie diejenigen der Knie- scheibe und des Olecranon. Die Knochennaht der Patellarfraktur dürfte eines der ältesten Osteosyntheseverfahren darstellen (LISTER, 1877).

Um die Jahrhundertwende waren die Gebrüder ALBIN & ELIE LAMBOTTE, später FRITZ KOENIG und der belgische Orthopäde DANIS die wichtigsten Wegbereiter der modernen Osteosynthese.

1940 stellte KÜNTSCHER den im Profil V-förmigen Marknagel vor (wobei er von bereits bestehendem Gedankengut ausgegangen war) und gab damit der Osteosynthese und ihrer Verbreitung einen entscheidenden Impuls.

Zwanzig Jahre später können die der "Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen" (AO) angehörenden Autoren MÜLLER, ALLGÖWER und WILLENEGGER mit ihrem Werk "Technik der operativen Frakturenbehandlung" als Summe der bis dahin gewonnenen Erkenntnisse ein gründlich ausgearbeitetes umfassendes und durch zahlreiche Untersuchungen abgestütztes Konzept der Osteosynthese anbieten. Sie verwenden dabei als Osteosynthesemittel Schrauben und verschraubbare Platten. Ferner wird ein speziell dafür entwickeltes Instrumentarium angegeben. Die Forschungsarbeiten dieser Gruppe haben aber darüber hinaus die Formulierung allgemein gültiger Prinzipien der operativen Frakturversorgung und eine Erweiterung der Indikationsstellung zum Ergebnis gehabt. Die Anwendung der Osteosynthese erfährt eine neue Begründung: "In erster Linie möchten wir die fatalen Folgen der lange dauernden Immobilisierung an den Gelenken und Bändern - also die Frakturkrankheit - vermeiden. Wenn die Frakturkrankheit durch innere Stabilisierung und sofortige Mobilisierung vermieden werden kann, so müßte man im Hinblick auf das Endresultat sogar eine verzögerte Knochenheilung in Kauf nehmen. Der zweite Grund liegt darin, daß eine solche Verzögerung der Knochenheilung bei biomechanisch richtiger Metallverwendung nicht eintreten braucht, ja, daß wir im Gegenteil dem Knochen durch richtige Stabilisierung oft eine ökonomische, zeit- und materialsparende Abheilung von Defekten ermöglichen können." (ALLGÖWER - MÜLLER - SCHENK - WILLENEGGER, 1963)

III. Osteosynthese bei Kiefer- und Mittelgesichtsfrakturen

1. Entwicklung

In der Kieferchirurgie nimmt die operative Frakturenbehandlung erst in jüngster Zeit einen breiten Raum ein (GRASSER). Die Mißerfolge und die Risiken operativer Frakturenbehandlung

früherer Zeiten sind die Gründe hierfür; aber auch die Tatsache, daß bei voll- oder teilbezahlten Kiefern eine konservative Art der Schienung in den meisten Fällen ausreicht, ließen die Methoden innerer Schienung nur zögernd Eingang in die Kieferbruchtherapie finden. Zudem wird ganz allgemein beim wachsenden Gesichtsschädel im Kindes- und Jugendalter wegen der Möglichkeit der Zahnkeimschädigung Zurückhaltung praktiziert und empfohlen (REICHENBACH, KÖHLER, WASSMUND), mit Ausnahme der Frakturen am Kieferwinkel (REICHENBACH).

Dank der Fortschritte der Medizin auf dem Gebiet der Infektionsbekämpfung, der Anästhesiologie und der Methoden der Frakturbehandlung ist die operative Bruchversorgung jedoch auch auf dem Gebiet der Kieferchirurgie zu einem wichtigen Bestandteil geworden (GRASSER).

2. Methoden der Osteosynthese in der Kieferchirurgie

Auf der Suche nach einem optimalen Verfahren entstanden zahlreiche verschiedene Osteosynthesemethoden, wie ein kurzer informativer Überblick nach GRASSER und BAER zeigt:

I. Intraossale Methoden

1. Drahtnaht
2. Knochenschraube (GRASSER)
3. Kunststoffverkeilung (GRASSER)
4. Marknagelung (KÜNTSCHER)
5. Markdrahtung (FRIES)
6. Nagelung (RAUSCH u. STANISCHEFF)

II. Circumossale Methoden

1. Drahtumschlingung - transosseous wiring
2. Drahtaufhängung
3. Drahtextension (KIRSCHNER)
4. Circumferential wiring
5. Nagelextension (STEINMANN)

III. Perossale Methoden

1. Skeletal-Pin-Fixation
2. Knochenklammer (HEYN)
3. Knochenklammer (GEORGIEVA)
4. Kramponknochendraht (HILLERSTRÖM)
5. Druckschraubenschiene (LUHR)
6. Platten und Schrauben

Die älteste Methode einer Osteosynthese, die Drahtnaht mit ihren Modifikationen der Drahtumschlingung und Drahtaufhängung, ist dabei in der Literatur am meisten diskutiert worden. Bereits vor dem 1. Weltkrieg sprachen sich auf dem Gebiet der Kieferchirurgie namhafte Autoren, wie HOFFA, SCHRÖDER, später FISCHER, HAUPTMEYER, KOCHER, KRAUS, LOOS, MAYRHOFER u.a. gegen die Verwendung der Drahtnaht aus. Auch nach dem 1. Weltkrieg wurde wegen der Gefahr von Knochennekrosen und Sequesterbildung die Drahtnaht von AXHAUSEN, GREVE, HERMANN, KRANZ u.a. angegriffen (GRASSER).

Es bedurfte eines langen Zeitraumes und zahlreicher Untersuchungen, bis man die Gründe für die Mißerfolge der Anwendung der Drahtnaht erkannt hatte.

Im wesentlichen lagen die Ursachen von Komplikationen und negativen Erfolgen, nachdem die Grundvoraussetzung strengster Asepsis gegeben und beachtet war, in Verstößen gegen biomechanische Prinzipien, also biologisch nicht richtiger oder nicht angebrachter Anwendung des Verfahrens. Deshalb konnten immer wieder massive Entzündungen und Osteolysen in der Umgebung der Fremdkörperimplantate beobachtet werden, in deren Gefolge es zu schlechter Heilung oder Pseudarthrosenbildung kam. Falsch verstandenes biologisches Kausalgeschehen führte dann zu voreiligen Schlüssen, etwa der konsequenten Ablehnung jeglicher Osteosynthese. Dabei haben aber REICHENBACH, WUNDERER, SPIESSL, SCHWENZER wiederholt darauf hingewiesen, daß die Drahtnaht nur innerhalb funktionell unbeweglicher Skelettabschnitte, wie z.B. im Verband der Mittelgesichtsknochen, eine stabile Osteosynthese ermöglicht, während bei Frakturen beweglicher Skeletteile, wie etwa des Unterkiefers,

die Drahtnaht ohne zusätzliche äußere Ruhigstellung allein nicht ausreichend ist; eine Forderung, die sich unbestritten durchgesetzt hat.

Die Notwendigkeit zusätzlicher Schienungsmaßnahmen und die aufgetretenen Mißerfolge bei der Fragmentverdrahtung haben die Suche nach geeigneteren Osteosynthesemethoden und -mitteln für die Unterkieferfrakturen verstärkt. Unter den modernen Methoden hat sich besonders die Plattenosteosynthese nach dem AO-Verfahren als erfolgversprechend gezeigt und bewährt (GRASSER, LUHR). Die Vorteile der stabilen Osteosynthese mit Platten liegen nach HEISS und GRASSER im Fortfall weiterer intra- und extraoraler Schienungsmaßnahmen, in der sofortigen schmerzfreien Beweglichkeit des Unterkiefers und der dadurch ermöglichten ungestörten Nahrungsaufnahme. Die frühzeitige funktionelle Inanspruchnahme führt darüber hinaus zu einer oft rascheren Konsolidierung der Fragmente und verhütet - bei gleichzeitigem Vorliegen von Gelenk-köpfchenfrakturen - eine bleibende Beeinträchtigung der Kiefergelenksbewegungen und die Entstehung arthropathischer Symptomenkomplexe.

Diese Vorzüge einer stabilen Osteosynthese, die in der Extremitätenchirurgie sinngemäß gleichartige Gültigkeit besitzen, und der Wunsch, einer wissenschaftlich lückenlos untermauerten Methode einen festen Platz in der Frakturenbehandlung zu sichern, haben zu einer intensiven Beschäftigung mit den biologischen und physikalisch-chemischen Vorgängen geführt, die sich während der Frakturheilung unter den Bedingungen einer Osteosynthese abspielen. Dabei richtet sich das Hauptaugenmerk auf die Reaktionen des lebenden Organismus auf das implantierte Osteosynthesemittel und die Schäden, die der Fremdkörper einerseits seiner Umgebung zufügt und andererseits selbst durch seine Anwesenheit im Elektrolyt "Gewebe" erleidet. Da aus Gründen der Stabilität fast ausschließlich Metalle und deren Legierungen als Osteosynthesematerial Verwendung finden, beschränken sich die einschlägigen Untersuchungen auf die Problematik der Anwesenheit von Metallen in den Geweben.

B) Problem der Osteosynthese mit Metallen

I. Der Begriff "Metallschädigung"

Als BÖHLER 1938 über 11 Mißerfolge genagelter Schenkelhalsfrakturen berichtete, bei denen es zu starken Korrosionserscheinungen an den Nägeln gekommen war, führte er die Heilungsstörungen und die im Röntgenbild sichtbaren Knochenaufhellungen um die Fremdkörper auf eine chemische Schädigung des Knochens durch das Metall zurück. In einer Kritik der BÖHLER'schen Fälle, die zum Ausgangspunkt einer grundlegenden Arbeit über die Metallschädigung bei Osteosynthesen wird, stellt NICOLE fest, daß rein mechanische Momente zu Korrosion und Osteolyse geführt hatten und die Heilungsstörungen demzufolge nicht durch Metalleigenschaften bedingt gewesen waren. NICOLE prägt dabei den Begriff der "biochemischen Effekte", die auf das Fraktur-Allenthes-System wirken, und die bei inadäquater Anwendung einer Allenthes, bei unzureichender Ausschaltung dynamischer Biegungs- und Abscherspannungen, sowohl Allenthes wie Gewebe negativ beeinflussen. Dieser Komplex ist deutlich abzutrennen von der Problematik, die aus der bloßen Anwesenheit metallischer Fremdkörper im biologischen Milieu, den materialspezifischen Eigenschaften und den sich daraus ergebenden Wechselwirkungen resultiert.

Die "Metallschädigung" umfaßt eine Reihe wesensverschiedener biologischer und metallurgischer Vorgänge, die zwar kombiniert vorkommen können, aber nicht müssen (NICOLE). Folgende Phänomene sind dabei von Bedeutung:

1. Die Korrosion

a) "endogene" Korrosion

b) "exogene" Korrosion

2. Die Schädigung der Implantatumgebung = Metallose

3. Die Schädigung des Gesamtorganismus = Intoxikation

4. Die Wechselwirkung von Korrosion und Metallose

II. Metallurgische Grundlagen der Osteosynthese

1. Die Begriffe "Metall" und "Legierung"

Der Name "Metall" bedeutet keine Stoffbezeichnung, sondern drückt einen durch bestimmte Eigenschaften charakteristischen Zustand aus. Merkmal des metallischen Zustandes ist nach WEIKART die Summe folgender Eigenschaften:

1. Hohe Leitfähigkeit für Elektrizität und Wärme
2. Thermoelektrisches Verhalten
3. Kristalliner Aufbau
4. Metallglanz und Metallfarbe
5. Löslichkeit eines Metalls nur in einem anderen Metall
6. Spanlose plastische Verformbarkeit verbunden mit Steigerung der Härte und Festigkeit.

Unter einer "Legierung" versteht man ganz allgemein eine einphasig homogene oder mehrphasig heterogene Mischung verschiedener metallischer oder nichtmetallischer Elemente, wenn sie mindestens in einzelnen Konzentrationsbereichen metallische Eigenschaften hat (DEHLINGER, zit. in WEIKART).

2. Die gebräuchlichen Osteosynthesematerialien

Aus einer großen Anzahl der Metalle und ihrer Legierungen kommen nach SCHUSTER für Osteosynthesezwecke folgende Gruppen in Betracht:

1. Die rost- und säurebeständigen, austenitischen Chrom-Nickel-Stähle, wie beispielsweise der V_4A -Stahl
2. Die Kobalt-Chrom-Legierungen, wie beispielsweise das Vitallium
3. Die Monometalle Titan und Tantal.

Der bekannteste Vertreter der Cr-Ni-Stähle (=18/8-Stähle), der V_2A -Stahl, findet wegen seiner im Grenzbereich liegenden Korrosionsresistenz nur noch für Drahtnähte Anwendung, während für Schrauben und Platten nur V_4A -Stahl (Zusammensetzung 18 % Cr, 8 % Ni, 2,75 % Mo, 0,07 % Kohlenstoff, Rest Eisen (BRUSSATIS)) oder ein

artverwandter wie der amerikanische AISI-316-Stahl (mit 64 % Eisen, 17,5 % Chrom, 12 % Nickel, 2,5 % Molybdän, unter 3 % Mangan und Silizium und maximal 0,06 % Kohlenstoff) in Betracht kommen. Die AO-Implantate bestehen nach Angaben der AO-Gruppe aus Stahl des Typus AISI 316.

Werkstücke aus Vitallium (61,9 % Kobalt, 28-34 % Chrom, 4,7 % Molybdän, 1,5 % Nickel, 0,6 % Eisen (FERGUSON)) erfordern ein kompliziertes Fabrikationsverfahren; einige Instrumente, wie z.B. Gewindeschneider und Spanner, können überhaupt nicht hergestellt werden (SCHUSTER).

Titan wird in zunehmendem Maße zur Fabrikation von Implantaten verwendet (SCHUSTER). Das besonders gewebsfreundliche Tantal eignet sich wegen seiner geringen Festigkeit und Verformbarkeit in erster Linie nur zur Herstellung von Drähten.

3. Die Korrosion

a) Wesen der Korrosion

Unter dem Begriff "Korrosion" sind sämtliche Vorgänge zu verstehen, die bei einem metallischen Werkstoff eine von der Oberfläche ausgehende, chemisch oder elektrochemisch bedingte Zerstörung hervorrufen (CHRISTEN).

Die Korrosionsanfälligkeit der metallischen Elemente ergibt sich aus ihrer Stellung in der galvanischen Spannungsreihe. Die Edelmetalle, die sich darin mit hohem Normalpotential gegenüber dem Wasserstoff auszeichnen, sind korrosionsbeständig. Metalle dagegen, wie Eisen, Zink, Magnesium u.a., die in der Natur als Salze vorkommen, haben das Bestreben, aus dem durch die Verhüttung herbeigeführten metallischen Zustand wieder in den ursprünglichen Zustand des Salzes oder Oxides überzugehen (BRUSSATIS u. NONHOFF), d.h. eben der Korrosion anheimzufallen. Auch die Elemente in einer Legierung haben (gemäß dem 2. Hauptsatz der Thermodynamik), da sie sich im weniger stabilen Zustand höherer Energie (JASTRZEBSKI) befinden, eine natürliche Tendenz,

durch Oxydationsvorgänge in den thermodynamisch wahrscheinlicheren Zustand ihrer mineralischen Verbindungen zurückzukehren (STRAUMANN).

b) Korrosionsresistenz

Die Korrosionsresistenz rostfreier Legierungen besteht nach der FARADAY'schen Oxidhauttheorie in einem Schutzfilm aus Oxiden (im Fall der gebräuchlichen Cr-Ni-Stähle vorwiegend aus Cr-Oxid), die sich in der umgebenden Flüssigkeit nicht lösen. Diese Passivschicht, die sich selbst aufbaut, ist imstande, die Geschwindigkeit der Korrosionsreaktionen bis auf insignifikante Werte zu bremsen (STRAUMANN).

c) Ursachen und Formen der Korrosion

Das Phänomen der Korrosion läßt eine Wechselbeziehung von Ursache und Erscheinungsform erkennen und wird deshalb unter beiden Gesichtspunkten beschrieben.

Man unterscheidet endogene und exogene Faktoren der Korrosion. Nach STRAUMANN und STEINEMANN sind

A) Endogene Faktoren:

1. Unedles Metall
2. Instabilität der Passivschicht
3. Auftreten von Lokalströmen durch
 - a) verschiedene Metalle
 - b) verformte Metalle
 - c) Metalltransfer
4. Materialfehler

B) Exogene Faktoren:

1. Das Gewebsumilieu mit seinen wechselnden pH- und O₂-Gehaltswerten
2. Ungünstige mechanische Belastung der Allentese.

Die im chirurgischen Bereich wichtigen Korrosionsformen sind

1. die zwischen Berührungsflächen (z.B. Platte - Schraube) auftretende sogenannte Face-Corrosion (Kontaktkorrosion, Spaltkorrosion, Reibkorrosion).

2. die bei Verletzung größerer Bereiche der Passivschicht zustande kommende Flächenkorrosion,
3. der sogenannte Lochfraß, ein unaufhaltsam in die Tiefe fortschreitender Zerstörungsprozess, eine spezielle Eigenart rostfreier Stähle,
4. die Spannungs- und Ermüdungskorrosion, die sich in plötzlichen, unerwarteten Materialbrüchen äußert. Die Ursache liegt in mechanischen Momenten, die zu einer partiellen Veränderung eines ursprünglich homogenen Kristallgefüges geführt und damit eine sekundäre Korrosionsanfälligkeit induziert haben.

Diese Korrosionsform ist auf die Korngrenzen eines Kristallgefüges beschränkt (daher die Bezeichnung "interkristalline Korrosion"), und schreitet an diesen in die Tiefe fort.

d) Folgen der Korrosion

In metallurgischer Hinsicht kommt es zur Schädigung des Implantates, die schließlich im Bruch der Allenthese enden kann. Die biologischen Auswirkungen betreffen bei Verwendung der üblichen Osteosynthesematerialien lediglich die Implantatumgebung. Eine Intoxikation, d.h. eine Schädigung des Gesamtorganismus, erfolgt nur durch Elemente wie Hg, Pb, Fl u.a., nicht jedoch durch Metalle, wie sie für Osteosynthesezwecke in Frage kommen (NICOLE). Deshalb wird diese Art der Metallschädigung im folgenden nicht mehr weiter erörtert.

Die lokalen nociven Auswirkungen von Metallen im Gewebe faßt man im allgemeinen unter dem Begriff "Metallose" zusammen. Die Definitionsbreite dieser Bezeichnung variiert allerdings.

4. Metallurgische Untersuchungen gebräuchlicher Osteosynthesematerialien

BRUSSATIS und NONHOFF (1967) gingen anhand der AO-Implantate der Frage nach, ob die heutigen Idealforderungen an ein Osteosynthesematerial auch bei zuverlässiger Fabrikation und metallkundlicher Überwachung des Materials erfüllt werden können.

Insgesamt 18 AO-Platten und 7 Spongiosaschrauben wurden mit dem Auflichtmikroskop auf Korrosionsstellen hin untersucht. Die Verweildauer der Implantate im menschlichen Körper betrug $1/2 - 2\frac{1}{2}$ Monate. Von einem Teil der Implantate wurden metallurgische Schliffe zur Darstellung des Gefügebraufbaues angefertigt.

Die Untersuchungen zeigten, daß eine vollständige Reinheit des verwendeten AISI 316-Stahls nicht vorhanden war, ferner, daß der Gefügebraufbau nicht immer homogen war. Es wurden oberflächliche Korrosionen festgestellt, besonders aber Lochfraß in den Versenklöchern der Platten und den korrespondierenden Stellen am Schraubenkopf (Face-Korrosion). An den Winkelplatten fanden sich häufiger Korrosionen in Höhe der Winkelstellen.

Nach Ansicht der Autoren ist es bei Plattenosteosynthesen offensichtlich unmöglich, eine Schraube fest einzudrehen, ohne die Passivschicht irreparabel zu verletzen, wodurch eine Face-Korrosion eingeleitet wird. Einen die Osteosynthese nachteilig beeinflussenden Effekt konnten sie allerdings nicht beobachten.

SCHUSTER (1970) führt Klage darüber, daß die Herstellerfirmen von Osteosynthese-Implantaten bei der Lieferung ihrer Fabrikate gewöhnlich keine Angaben über die Eigenschaften des verwendeten Werkstoffes mitteilten, sondern lediglich Sammelwerte der Schmelzanalysen. In einer Untersuchung zusammen mit der Technischen Hochschule München wurden deshalb insgesamt 38 verschiedene fabrikneue, gebrauchte und zu einem Teil im Körper gebrochene Implantate geprüft. Mehrere Werkstoffe wurden einer chemischen Teil- und Vollanalyse, einer Ermittlung der Härte, Zugfestigkeit und Bruchdehnung sowie einer mikroskopischen Betrachtung des Gefügebraufbaues unterzogen.

Die chemische Analyse ergab, daß bei zwei AO-Winkelplatten der Nickelanteil unter dem geforderten Mindestwert lag. Die Bestimmung des Molybdängehaltes zeigte, daß gelegentlich nicht V_{4A} - bzw. V_{44A} -Stahl verwendet wird. Die Härtmessungen ergaben durchwegs viel zu hohe Werte, deren Höhe auf eine Kaltverformung zurückzuführen ist. Kaltverformung jedoch mindert die Korrosionsbeständigkeit. Die bei der Prüfung der Zugfestigkeit und

Bruchdehnung gefundenen Werte entsprachen nicht den Angaben, die in der Stahleinsatzliste für Eisenhüttenleute festgelegt sind. Der Gefügebau der einzelnen Werkstoffe aus V₄A-Stahl erwies sich als inhomogen und nicht immer frei von Verunreinigungen.

III. Das Problem der Metallose

1. Begriffsbestimmung

Während man früher unter dem Begriff der Metallose nur die lokale Imprägnation des Gewebes mit Metallteilchen verstand, ohne dessen Effekt auf das Gewebe mit einzubeziehen, erweiterte NICOLE (1947) den Begriff und gebrauchte ihn für "alle Wirkungen..., welche der Fremdkörper auf die Umgebung ausübt", also "morphologisch (einfache Abwanderung), mechanisch (Kompression oder Verdrängung), chemisch (Reaktion mit dem Gewebssaft), physikalisch-chemisch (elektrogenetischer Effekt) oder biologisch (Schädigung der Gewebsvitalität)".

ALLGÖWER und SEGMÜLLER definieren die Metallose als örtlichen Gewebsschaden mit und infolge von Metallablagerungen.

Nach STRAUMANN und STEINEMANN sind die beiden wichtigsten Phänomene der Metallose Imprägnation des Gewebes mit festen Zerfallsprodukten des Metalls und Beeinträchtigung der Zellvitalität, für welche in erster Linie die löslichen Zerfallsprodukte des verwendeten Materials verantwortlich sein sollen. Beide Autoren berichten, daß die bisherigen Untersuchungen intra- und extrazelluläres Vorkommen von kompakten Legierungs- und Oxydpartikeln gezeigt hätten. Die festgestellte, auffallend große Streubreite der Teilchengrößen ließe darauf schließen, daß der Abbau einer Legierung durch Oxydationsprozesse über mehrere Stufen erfolgt.

2. Folgen

Die klinisch bedeutsamen Auswirkungen der Metallose liegen in der Zyto-Toxizität der einzelnen in die Umgebung abgewanderten Elemente und ihrer im Korrosionsprozess entstandenen Verbindungen.

Die Toxizität wiederum äußert sich in Wachstumshemmung und daraus resultierender verzögerter Frakturheilung.

3. Experimentelle und klinische Untersuchungen über die Metallose

Untersuchungen zum Problem der Metallose gehen vom Nachweis der beiden oben genannten Phänomene, der Metallimprägnation und der Wachstumshemmung, aus.

a) Untersuchungen zur Metalltoxizität

Zytopathische Effekte von Elementen lassen sich an Bindegewebe-kulturen testen. MENEGAUX und ODIETTE haben anhand von Zell-kulturen mit Fibroblasten, Hühner- und menschlichen Osteoblasten eine Toxizitätsreihe aufgestellt (zit. n. NICOLE). VENABLE und STUCK, BERTI-RIBOLI und CAMPBELL haben ähnliche Untersuchungen durchgeführt. NICOLE (1947) konnte zeigen, daß V_2A und Vtallium im Explantationsverfahren keine Hemmung von Wachstum und Vermehrung der Zellen bewirken. HULLINGER und POHLER (1963) testeten auf diese Weise Legierungsbestandteile gebräuchlicher Osteo-synthesematerialien und deren Korrosionsprodukte (wie beispiels-weise Fe_2O_3 , Cr_2O_3 und Co_2O_3).

Danach sind Mo, Fe, Fe_2O_3 , Cr, Cr_2O_3 atoxisch, Ni dagegen soll eine leichte Zytopathogenität aufweisen. Nach STRAUMANN et al. erweisen sich Co und Co_2O_3 im Explantationsverfahren als ein-deutig toxisch wirkend. Bei experimentellen Untersuchungen mit einer Co-Ni-Mo-Wo-Fe-Legierung (Bezeichnung Syntacoben) wird von den Autoren festgestellt, daß ein homogenes Kristallgefüge dieser Legierung in der Bindegewebskultur keine Wachstumshemmung bewirkt, während bei einem heterogenen Gefüge durch den Mechanis-mus des aus zwei Phasen gebildeten Lokalelementes toxische Korrosionsprodukte in die Kultur gelangen und sie absterben lassen. Eine Übertragung dieses Experiments in vivum an Rattenknochen erbringt das überraschende Ergebnis, daß das heterogene Gefüge in vivo in nur geringem Maße wachstumshemmende Einflüsse ausübt; die zytopathogene Wirkung steht in keinem Verhältnis zur toxischen Schädigung der Bindegewebskultur. HAGMANN (1963) stellt eine ähnliche Diskrepanz der Ergebnisse in vivo und in vitro fest.

Dabei wurde eine Hemmung der Knochenbildung im Rattenfemur durch Fe_2O_3 beobachtet; in der Bindegewebskultur dagegen war das Wachstum nicht beeinträchtigt worden. STRAUMANN schließt daraus, daß Gewebskulturen nur den Einfluß auf das Wachstum und die Vermehrung der Zellen erkennen lassen, nicht aber auch spezifische Differenzierungsleistungen.

Nach ALLGÖWER und SEGMÜLLER genügen die lediglich qualitativen Prüfungen in der Gewebskultur vielfach nicht, da bei erheblicher Aktivierung einer Legierung der Anfall an Korrosionspartikeln größere Ausmaße annehmen kann. Die quantitative Toxizität, die jedoch recht schwierig zu erfassen ist, hängt nach FERGUSON (1960, 1962) in erster Linie vom jeweiligen Gleichgewichtszustand zwischen Korrosionsgeschwindigkeit und gleichzeitiger Elimination der Metallprodukte aus dem umliegenden Gewebe ab.

b) Metallnachweis im Gewebe

Wenn Metallose als "örtlicher Gewebsschaden mit und infolge von Metallablagerungen" (ALLGÖWER und SEGMÜLLER) definiert ist, dann können Menge und Konzentration der in die Implantatumgebung abgewanderten Metalle als Parameter für Grad und Ausmaß der Metallose gelten. Mithin lassen sich Aussagen darüber durch einen qualitativen und quantitativen Nachweis von Metallspuren im umgebenden Gewebe erbringen.

An Nachweismethoden stehen die histologisch-histochemische Dünnschnittuntersuchung und für exakte qualitative und bis zu einem gewissen Grad auch quantitativ genauere Untersuchungen die physikalisch-chemischen spurenanalytischen Verfahren zur Verfügung.

aa) Histologische Untersuchungen

Im histologischen Präparat sind bei Vorliegen einer Metallose zwei Phänomene zu konstatieren:

1. Inter- und intrazelluläre Metallablagerungen
2. Anzeichen reaktiver Entzündung.

LÜDINGHAUSEN, MEISTER und PROBST haben Gewebeproben von 50 Osteosynthesen mit V_4A -Stahl (Typ AISI 316) anlässlich deren Entfernung nach durchschnittlich 12 Monaten histologisch untersucht und dabei Grad der Metallose und der reaktiven Entzündung semiquantitativ

bewertet. Sie fanden eine deutliche Beziehung zwischen Stärkegrad einer Metallose, einer entzündlichen Reaktion und einer Korrosion des Metalls. Hierbei wird von den Autoren der Verweildauer des Implantates im Organismus eine wesentliche Rolle zugesprochen; bei zwölfmonatiger Liegedauer beobachteten sie ausgeprägte entzündliche Gewebsreaktionen, ohne daß nachweislich eine (infektiöse) Osteomyelitis als Komplikation von vorneherein vorgelegen hatte oder zum Zeitpunkt der Untersuchung noch bestand. Die einfachste histochemische Methode des Metallsnachweises ist die Berliner-Blau-Färbung des betreffenden histologischen Schnittes.

Bei Vorliegen einer Metallose lassen sich Berliner-Blau-positive Granula nicht nur in Entzündungszellen, sondern auch als Insudation im Fasergewebe und in Fettzellen finden (NICOLE, 1947; HAGMANN, 1963; LÜDINGHAUSEN, MEISTER, PROBST, 1970). Darüber hinaus konnten LÜDINGHAUSEN et al. Metallgranula gespeichert in Osteoblasten und Chondrozyten und fein verteilt in frisch gebildetem Osteoid, aber auch in bereits mineralisierter Interzellularsubstanz des Knochens beobachten. Zum Teil ist dabei eine Unterscheidung von Hämosiderin mit den üblichen histologischen Verfahren unmöglich, jedoch findet sich beim extrazellulär gelegenen Hämosiderin normalerweise keine Fremdkörperreaktion.

Des öfteren lassen sich im Präparat große Metallfragmente beobachten, die von mehrkernigen Fremdkörperriesenzellen umgeben sind. Sie sind z.T. doppelbrechend, in der HE-Färbung gelb bis braun, in der Berliner-Blau-Färbung gelb-braun bis grün-blau. Es dürfte sich aber dabei häufig nicht um Korrosionsprodukte handeln, sondern um Metallspäne, die durch die Manipulationen bei der Operation ins Gewebe gelangt sind.

bb) Spurenanalytische Untersuchungen

bb1) Emissionsspektralanalytische Untersuchungen

Die Emissionsspektralanalyse zum Nachweis minimaler Metallvorkommen im Gewebe (GERLACH, 1930, 1934, 1936) gestattet, auch mikroskopisch unsichtbare oder gelöste Metallverbindungen in kleinsten Mengen festzustellen, bis zu einem gewissen Grad sogar quantitativ (NICOLE, 1947).

HENSCHEN konnte bereits 1933 mit Hilfe dieser Methode nachweisen, daß von Silberfolie und Silberdrahtnetz, lange Zeit für inaktiv gehalten, Metall ins Gewebe abgegeben wird. NICOLE (1947) konnte mittels der Emissionsspektralanalyse zeigen, daß alle Bestandteile der implantierten Legierung oder des Metalls abwandern, daß es sich also stets um einen Zerfall des ganzen Materialgefüges handelt und nicht nur um die Herauslösung einer Komponente, z.B. der Eisenoxyde. Die wohl umfangreichsten Arbeiten auf diesem Gebiet wurden von FERGUSON et al. (1960, 1962) und LAING et al. (1959) durchgeführt. Die Autoren pflanzten verschiedene für Osteosyntheszwecke gebräuchliche Legierungen in Form von Metallzylindern in die Rückenmuskulatur von Kaninchen. Nach vier bis sechs und nach sechzehn Wochen wurden definierte Gewebsmengen aus der Umgebung der Implantate entnommen, ferner wurde bei einem Teil der Versuchsreihen eine spektralanalytische Untersuchung der Organe Milz, Lunge, Leber und Niere vorgenommen. Besonderes Gewicht wurde dabei auf quantitative Aussagen gelegt.

Die vorgefundenen Mengen wurden mit dem Normalgehalt der Gewebe an Spuren bestimmter metallischer Elemente (wie Fe, Co, Cr, Mo, usw.) verglichen. Die Normalwerte sind durch eine in der gleichen Weise ausgeführten Analyse bei derselben Tierspezies von denselben Autoren bestimmt worden. Die Genauigkeit der Bestimmungen wurde bei unter 2 ppm liegend angegeben.

Die Auswertung erbringt als wesentliches Ergebnis die Tatsache, daß metallische Elemente in den Geweben um Metallimplantate in Konzentrationen auftreten, die signifikant höher als normal sind, wobei es keine Rolle spielt, wie korrosionssicher sich die betreffenden Legierungen in anderer Umgebung erwiesen haben. FERGUSON betont jedoch, daß die Auswahl einer idealen Legierung für Implantationszwecke nicht darauf beruhen könne, wieviel Metall ionisiert und im Gewebe gefunden worden ist, sondern daß Toxizität und andere Wirkungen der verschiedenen metallischen Elemente und ihrer Ionen ebenso wie die Eigenschaften der Legierungen selbst eine wesentliche Rolle spielten, Fragen, von deren exakter Klärung man vielfach noch weit entfernt sei.

STRAUMANN et al. (1963) sind aufgrund dieser und eigener Untersuchungen der Ansicht, daß der moderne V_4A -Stahl für die Ziele der operativen Frakturenbehandlung entscheidende Vorteile aufweise, und zwar im Hinblick auf die Festigkeitseigenschaften, die gute Verarbeitbarkeit und die geringe Toxizität der Korrosionsprodukte, die gegenüber den Korrosionsprodukten der Co-Cr-Mo-Legierungen weniger toxisch sind.

Als weiteres bemerkenswertes Resultat der FERGUSON'schen Experimente ergab sich, daß die Konzentration einzelner metallischer Elemente in den Organen Milz und Lunge und etwas schwächer in Leber und Niere signifikant angestiegen war, ein Zeichen, daß die Bestandteile der Legierung nicht nur in die Implantat Umgebung, sondern in den Gesamtorganismus gelangt waren. Die Milz erwies sich dabei als aktivster Ort der Spurenelement-Speicherung, während die anderen Organe dazu neigten, von einem ursprünglichen Anstieg der Konzentrationen sich im Laufe der Zeit zu befreien.

LÜDINGHAUSEN et al. berichten, in den regionalen Lymphknoten von Patienten, deren Frakturen mit Platten und Schrauben aus V_4A -Stahl versorgt waren, Spuren von Chrom und Eisen und in einem Fall auch von Mangan gefunden zu haben, jedoch ohne eine Standardbestimmung vorgenommen zu haben.

bb2) Röntgenspektralanalytische Untersuchungen

Die charakteristischen Röntgenspektren, die primär durch Elektronen- oder sekundär durch Röntgenbestrahlung erhalten werden, sind wegen ihrer Linienarmut und ihres einfachen Aufbaues für analytische Zwecke gut geeignet, jedoch bei der Untersuchung biologischer Proben bisher wenig angewendet worden, da die Empfindlichkeit zur Bestimmung der hier vorliegenden Spurenkonzentrationen meist nicht ausreicht und der experimentelle Aufwand recht hoch ist (BOCK). Der Vorteil der Methode liegt darin, daß die Proben beim Untersuchungsgang nicht zerstört werden. Eigene Versuche, mit dieser Art der Analyse eine Metallose nachzuweisen, blieben ergebnislos und wurden deshalb abgebrochen.

bb3) Aktivierungsanalytische Untersuchungen

Die Methode der Aktivierungsanalyse beruht darauf, daß der zu bestimmende Stoff künstlich radioaktiv gemacht wird, ein Vorgang, den man Aktivierung nennt. Durch Messung von Art und Intensität der von dieser radioaktiven Atomart ausgesandten radioaktiven Strahlung läßt sich dann eine qualitative und quantitative Analyse durchführen (LUX).

LÜDINGHAUSEN und GÜCKEL (1970) haben bei 17 Gewebsproben aus der Umgebung von Platten und Schrauben aus V₄A-Stahl eine Aktivierungsanalyse zum Nachweis von Chrom und Mangan durchgeführt. Die gefundenen Manganwerte lagen nur in etwa der Hälfte der Fälle über der normalen Körperkonzentration von 10 ppm. In zwölf von siebzehn Fällen konnte ein sicherer Nachweis von Chromablagerungen erbracht werden, deren relative Mengen teilweise weit über 1000 ppm lagen.

C. Eigene Untersuchungen zum Problem der Osteosynthese mit Metallen in der Kieferchirurgie

I. Untersuchungen

Gegenstand der Untersuchungen

Die Arbeit gliedert sich auf in metallurgische Untersuchungen von Osteosynthesematerialien und in histologische und spektralanalytische Untersuchungen von Geweben aus der Umgebung implantierter metallischer Osteosynthesematerialien. Die geprüften Werkstoffe finden bzw. fanden an der Chirurgisch-klinischen Abteilung der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität München Anwendung bei Osteosynthesen im Kiefer- und Gesichtsbereich. Die untersuchten Gewebe sind Patienten dieser Klinik anlässlich der Entfernung der Implantate entnommen worden; sämtliche Osteosynthesen waren an der genannten Klinik durchgeführt worden.

1) Metallurgische Untersuchungen

Die metallurgischen Untersuchungen wurden am Institut für Metallkunde der Technischen Universität München sowie am Institut zur Erforschung und Verhütung von Sachschäden der Allianz Versicherungs AG in Ismaning angestellt.

Zur Untersuchung gelangten Platten und Schrauben aus dem AO-Besteck für die Handchirurgie der Firma Synthes / Freiburg, V₂A-Stahldraht der Marke Wipla^R und Platten aus Cr-Co-Mo-Gussmaterial, die im Stahllabor der Kieferklinik der Universität München als individuelle Osteosyntheseplatten nach Abdrucknahme hergestellt worden waren.

Zur Überprüfung der Materialien wurden Untersuchungen des Metallgefüges und Analysen der Werkstoffbestandteile gemacht.

a) Gefügeuntersuchungen

aa) Material und Methode

Bei zwei Drähten für Osteosynthesezwecke, zwei individuellen Cr-Co-Mo-Gussplatten, sieben AO-Platten und fünf AO-Schrauben aus dem Besteck für die Handchirurgie wurde das Gefüge begutachtet. Die Drähte der Marke Wipla^R sind als V₂A-(18/8)-Stahl deklariert, der nach DIN-Norm 18 % Chrom, 8 % Nickel, Rest Eisen enthalten soll. Die individuellen Platten sind aus Cr-Co-Mo-Legierungsmaterialien gegossen worden, die als Werkstoffe für Stückgussprothesen im Handel sind. Die Platten und Schrauben aus dem AO-Besteck sind nach Angaben der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen aus dem AISI-316-Stahl (amerikanische Bezeichnung einer V₄A-Stahlsorte) gefertigt. Dieser enthält 17,5 % Chrom, 12 % Nickel, 2,5 % Molybdän, unter 3 % Mangan und Silizium, maximal 0,03 % Kohlenstoff, Rest Eisen.

Die Proben wurden zur Sichtbarmachung des Kristallgefüges in Kunstharz (Araldit^R) eingebettet, plangeschliffen, poliert und angeätzt. Beim Anätzen des Kristallgefüges werden die einzelnen Kristallite, auch wenn sie untereinander vollkommen gleiche chemische Zusammensetzung aufweisen, verschieden schnell angegriffen, je nach der Richtung, die die einzelnen Körner bei ihrer Bildung eingenommen hatten (BORCHERS). Im auffallenden Licht entsteht so ein Relief mit hellen und dunklen, von feinen Linien begrenzten Flächen.

Unter dem Auflicht-Mikroskop wurden die Schliffflächen bei zweihundertfacher Vergrößerung fotografiert. Anhand der gewonnenen Bilder erfolgte die Beurteilung.

bb) Ergebnisse

bb1) V₂A-Drähte

Probe 1: Längs- und Querschliff des noch nicht zu Osteosynthesezwecken benutzten Materials weisen gleichmäßige Kristallstruktur auf; beide Proben gleichen sich weitgehend in der Anordnung des Kristallgefüges. Die Materialqualität ist als gut zu bewerten.

Abb. 1

Querschliff
von Probe 1

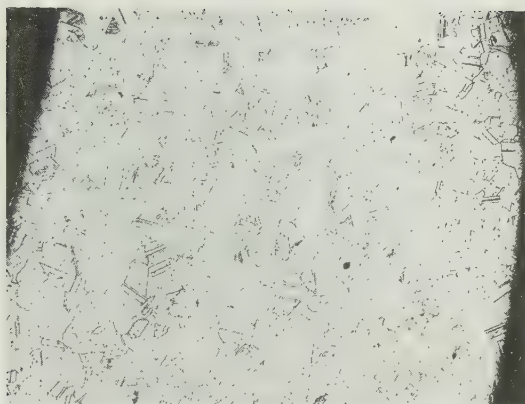


Abb. 2

Längsschliff
von Probe 1



Probe 2: Das Schliffbild des zu einer Drahtnaht im Corpus mandibulae verwendeten und nach einer Liegezeit von sieben Monaten wieder entfernten Drahtes zeigt unregelmäßige Korngrenzen mit großen Mengen von Einschlüssen und zahlreichen sogenannten Zwillingen, erkennbar als parallel nebeneinander liegende Striche. Sie entstehen im Metall bei plastischer Verformung. Ausscheidungen sind beim benutzten Draht in stärkerem Maß als beim unbenutzten zu registrieren.

Abb. 3

Probe 2



Ergänzend zu den metallografischen Bildern der V_2A -Drähte ist zu erwähnen, daß bei etwa fünfzig beobachteten Drahtnahtentfernungen an der Universitätszahnklinik München im Zeitraum 1970-73 keine mit freiem Auge erkennbaren Korrosionserscheinungen an den (nach unterschiedlich langer Liegezeit) entnommenen Drähten festzustellen waren. Dementsprechend ließen sich sämtliche Drahtnähte entfernen, ohne zu brechen oder zu reißen.

bb2) Individuell gefertigte Platten aus Cr-Co-Mo-Prothesenwerkstoffen

Probe 3: Im Quer- wie im Längsschliff zeigt sich eine kräftige Kristallseigerung, d.h. es liegt kein Idealzustand mit gleicher Verteilung der Bestandteile vor. Diese Gußstruktur ist hinsichtlich der Korrosion als ungünstig einzustufen. Das außergewöhnlich grobe Korn deutet auf minderwertige Festigkeitseigenschaften hin.

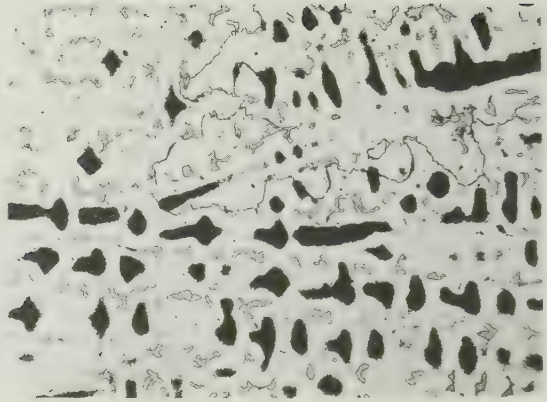
Abb. 4

Probe 3
Querschliff



Probe 4: Das Schliffpräparat zeigt kräftige Kristallseigerung; es weist schwarze und dunkelgraue, scharf abgegrenzte Flächen gegenüber hellgrauen Bezirken auf. Die tief-schwarzen Flächen entsprechen z.T. einer durch Ätzen herausgelösten Phase, zum anderen (an den Korngrenzen) einer Lunkerbildung.

Abb. 5
Probe 4



bb3) AO-Implantate (Platten und Schrauben)

Abb. 6
Probe 5
AO-Platte, unbenutzt
1x48x7 mm

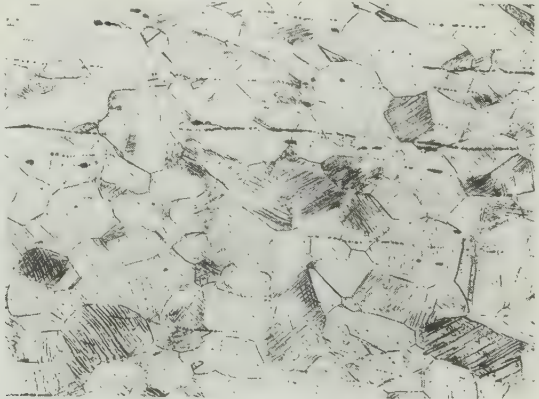


Abb. 7
Probe 6
AO-Platte, nach
sechsmonatiger
Liegedauer entfernt
1x32x7 mm

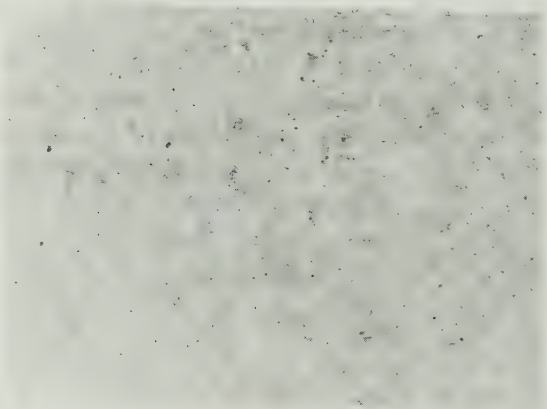


Abb. 8

Probe 7
A0-Platte, nach
sechsmonatiger
Liegedauer entfernt
1x32x7 mm

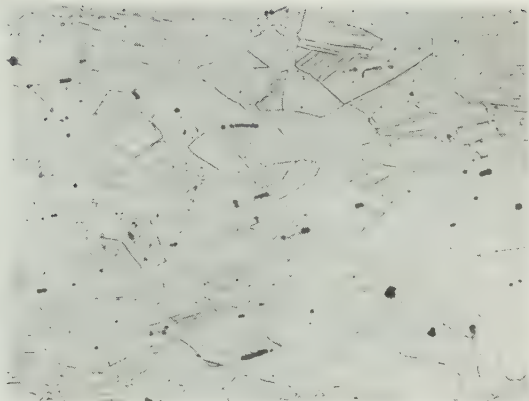


Abb. 9

Probe 8
A0-Schraube
10 mm Länge,
2,7 mm Schaftdurchmesser
mit Probe 7 und 9
verwendet



Abb. 10

Probe 9
A0-Schraube, 10x2,7 mm;
zusammen mit Probe 7
und 8 verwendet

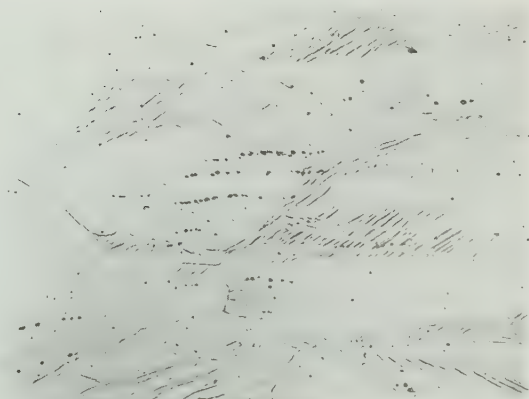


Abb. 11

Probe 10
A0-Platte, nach
6 1/2-monatiger
Liegedauer
entfernt
1x32x7 mm



Abb. 12

Probe 11
A0-Schraube,
10x2,7 mm;
zusammen mit
Probe 10
verwendet



Abb. 13

Probe 12
A0-Schraube,
8x2,7 mm
unbenutzt

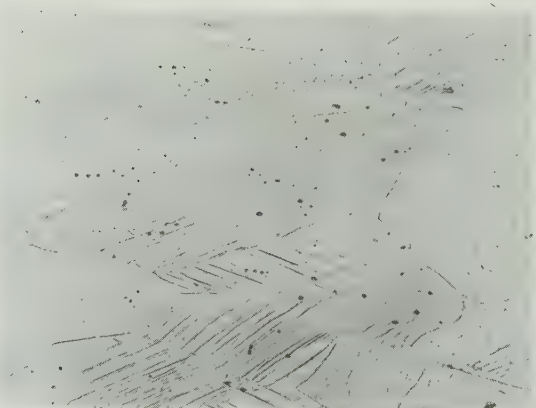


Abb. 14

Probe 13
AO-Schraube,
12x2,7 mm
unbenutzt

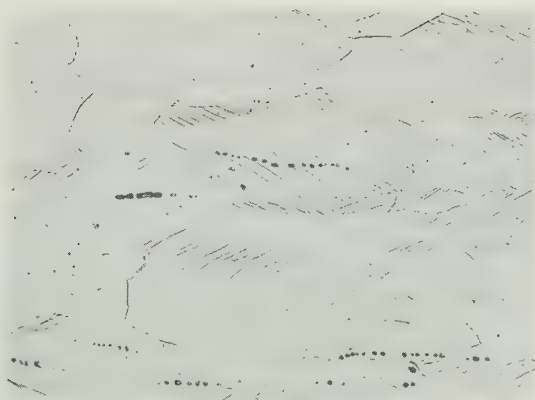


Abb. 15

Probe 14
AO-Platte,
1x7x32 mm
unbenutzt



Abb. 16

Probe 15
AO-Platte,
1x7x32 mm
unbenutzt

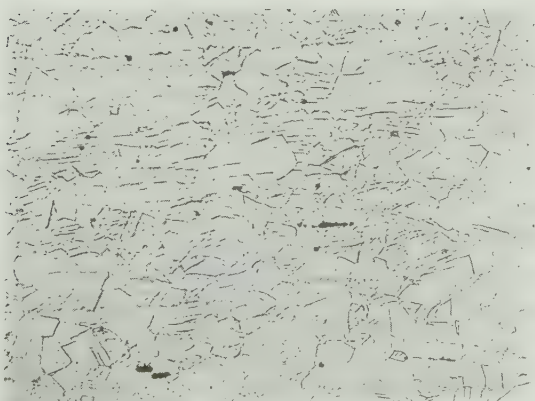
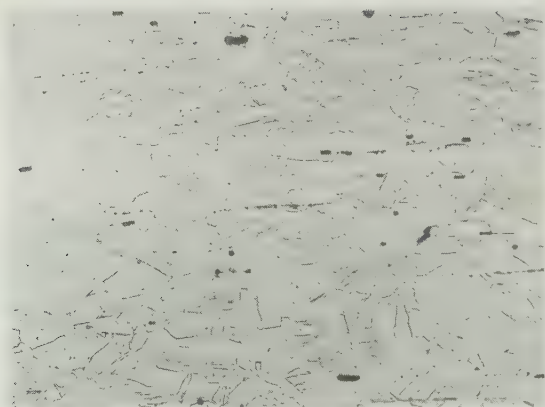


Abb. 17

Probe 16
A0-Platte,
1x7x32 mm
unbenutzt



Befunde aus den Schliffbildern der A0-Implantate
(Proben 5 bis 16):

Alle untersuchten Materialien lassen in den gewonnenen Schliffen ein austenitisches Kristallgefüge erkennen.

Probe 5, aus einer älteren Charge stammend, weist relativ starke Schlackenbildung (= Verunreinigungen in Form von Eisensulfiden, Carbiden, Silikaten und Spuren anderer Metalle) auf, ein Befund, der hinsichtlich der Materialgüte als negativ zu werten ist.

Im Bild imponieren diese Schlacken als dicke Längsstriche, oft auch als aneinandergereihte Punkte, die über die Kristallgrenzen hinweg gehen. Bei den übrigen Proben sind lediglich geringfügige Verunreinigungen zu konstatieren; sie entsprechen in ihrem Ausmaß den auch bei hochwertigen Stählen normalerweise anzutreffenden Mengen.

Interkristalline Gleitlinien, als Schraffuren innerhalb eines Kornes auf den Bildern erkenntlich, weisen sämtliche Proben mit Ausnahme der Probe 10 auf. Das Fehlen jeglicher Schraffuren deutet

darauf hin, daß dieses Werkstück absolut unverformt ist. Dies ist umso bemerkenswerter, als dieses Implantat bereits als Osteosynthesemittel (mit einer sechsmonatigen Verweildauer im Organismus) gedient hatte. Alle anderen untersuchten Implantate haben bereits eine Kaltverformung mitgemacht, obwohl nur die Proben 7 - 11 schon zu Osteosynthesezwecken verwendet worden sind. Hinsichtlich der Korngröße lassen sich die vorliegenden Proben in drei Gruppen unterteilen.

Das größte Korn weisen die Proben 8, 9, 11, 12, 13 auf und liegen infolge ihres Gefügebaukorrosiv und festigkeitsmäßig an der Grenze des bei Stählen für medizinische Zwecke Vertretbaren. Die Proben 8, 9 und 11 stellen benutzte, die Proben 12 und 13 unbenutzte Schrauben von 8 - 12 mm Schaftlänge dar.

Eine mittlere Korngröße lassen die Proben 5, 7 und 10 erkennen; diese entspricht der hierbei erwarteten Norm.

Eine feinkörnige Kristallstruktur zeigen die Gefüge der Proben 6, 14, 15 und 16; das Gefüge der Probe 6 ragt dabei als besonders feinkörnig heraus.

b) Metallanalyse

aa) Material

Die Proben 3 und 4 (Co-Cr-Mo-Legierungen) und die Proben 7 - 16 (AO-Implantate) wurden einer Analyse ihrer Legierungsbestandteile unterworfen. Die prozentualen Anteile der einzelnen Elemente in den untersuchten Implantaten sind in der Tabelle 1 aufgeführt.

bb) Befunde

Tabelle 1: Analyse der Proben 3, 4 und 7 - 16

Proben-Nr.	Cr	Mo	Ni	C	Si	Mn	Co
3	28,7	5,4	0,4	0,6	-	0,5	63,7
4	26,9	5,4	3,3	0,3	-	0,5	61,0
7	16,54	2,53	12,21	0,04	0,66	1,70	-
8	16,58	2,58	12,18	0,05	0,72	1,82	-
9	16,62	2,67	12,17	0,03	0,83	1,73	-
10	16,69	2,63	12,14	0,02	0,56	1,83	-
11	16,63	2,67	12,13	0,06	0,63	1,87	-
12	16,71	2,58	12,24	0,06	0,66	1,73	-
13	16,55	2,63	12,34	0,03	0,87	1,78	-
14	16,61	2,65	12,28	0,04	0,90	1,85	-
15	16,58	2,67	12,31	0,06	0,57	1,87	-
16	16,59	2,71	12,34	0,07	0,71	1,91	-

Anhand der gewonnenen Analysendaten lassen sich die untersuchten Werkstoffe mit den in der Stahl-Einsatz-Liste angegebenen Legierungen vergleichen. Die Stahl-Einsatz-Liste Nr. 430-66 des Vereins Deutscher Eisenhüttenleute gibt einen Überblick über die Verwendung und Behandlung derjenigen derzeit betriebsmäßig hergestellten Walz- und Schmiede- oder Gußwerkstoffe, die aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung die für medizinische Zwecke erforderliche Korrosionsbeständigkeit aufweisen. In der Liste werden die chemische Zusammensetzung und die mechanischen und physikalischen Eigenschaften aufgeführt. Für einen längeren Verbleib im Körper werden nur die Stahlsorten X5CrNiMo 18 10 und X5CrNiMo 18 12 (Werkstoffnummern 1.4401 und 1.4436) sowie die Gußlegierung CoCr 28 Mo (Werkstoffnummer 2.4520) und das Vitallium (als entsprechender amerikanischer Werkstoff) angegeben. Aufgrund des Vergleichs ist die Probe 3 (Vgl. Abb. 4) der Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung CoCr 28 Mo (Werkstoffnummer 2.4520) und die Probe 4 (Vgl. Abb. 5) der USA-Legierung Vitallium (Alloy 21) zuzuordnen.

Die Proben 7 - 16 entsprechen dem hochlegierten Werkstoff Nr. 1.4436. Der Molybdängehalt sämtlicher Proben liegt über 2 %. Bei Verwendung von Stählen für medizinische Zwecke ist für eine Qualitätsauswahl innerhalb dieser Stahlgruppe neben dem austenitischen Gefügestand vor allem der Molybdängehalt maßgebend. Molybdän verbessert die chemische Beständigkeit besonders in reduzierendem Milieu, was für Implantate in schwach durchbluteten Geweben von großer Bedeutung ist (FISCHER und ZITTER). V₄A-Stähle müssen einen Molybdänanteil von 2 - 3 % besitzen.

Die Legierungsanalyse erbringt als wesentliches Ergebnis, daß sämtliche untersuchten Proben von ihrer Zusammensetzung her hochwertige Werkstoffe darstellen, die nach den Richtlinien der Stahl-Einsatz-Liste für Osteosyntheszwecke einwandfrei geeignet sind.

2) Histologische Untersuchungen

a) Material

Anlässlich der Entfernung von Osteosynthesematerialien wurden Gewebeproben aus der unmittelbaren Umgebung der Implantate entnommen und am Pathologischen Institut der Universität München (Direktor: Professor Dr. M. EDER) bearbeitet und untersucht. Die Präparate wurden in der üblichen Weise fixiert, eingebettet und gefärbt. Zur Untersuchung gelangt sind Gewebsanteile aus der Nachbarschaft von Drahtnähten, von individuell angefertigten Platten aus Cr-Co-Mo-Legierungen, aus der Bindegewebsumscheidung von AO-Platten und -Schrauben und der Umgebung einer Palacosplatte, bei der AO-Schrauben und Beilagscheiben aus V₂A-Stahl verwendet worden waren.

Die Befunde werden mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. M. EDER veröffentlicht.

b) Erläuterungen

Eine Metallose manifestiert sich im histologischen Präparat als Metallablagerung im Gewebe. Diese erfolgt sowohl intra- als auch extrazellulär. Kennzeichnend dafür ist das Vorliegen von Berliner-Blau-positiver Granula, die nicht nur in Entzündungszellen, Fettzellen und im Fasergewebe zu finden ist, sondern auch in Osteoblasten, Chondrozyten, in frischgebildetem Osteoid und auch in bereits mineralisierter Interzellulärsubstanz des Knochens beobachtet wird (LÜDINGHAUSEN). Eine Unterscheidung der Metallgranula von Hämosiderin ist mit den üblichen histologischen Verfahren zum Teil unmöglich; normalerweise findet sich beim extrazellulär gelegenen Hämosiderin jedoch keine Fremdkörperreaktion. Größere Metallpartikel imponieren als kristallines, teils doppelbrechendes, gelegentlich stäbchen- oder büschelförmiges Material, das häufig von Fremdkörperriesenzellen umgeben ist. Der Grad der reaktiven Entzündung ist Parameter für die Auseinandersetzung von Metall und Gewebe.

c) Befunde

aa) Befunde bei Drahtnahtosteosynthesen mit V₂A-Draht

aa.1. Pat. S.H., 48 J., K 4984/70

Drahtnaht im Unterkiefer, Liegedauer 55 Monate

Beurteilung: Chronisch vernarbte Entzündung; dichtes Faserstroma mit möglicherweise kristallinem Fremdkörpermateriale. In der Berliner-Blau-Färbung keine Ablagerungen entsprechend einer Metallose.

aa.2. Pat. W.M., 67 J., K 5205/70

Drahtnaht am seitlichen Orbitarand, Liegedauer 16 Monate

Beurteilung: Chronisch vernarbte Entzündung; stellenweise Ablagerung von Hämosiderin und einem schwärzlichen Material, an einer Stelle umschriebene Kristallniederschläge. Die Befunde sind vereinbar mit einer geringen Metallose.

aa.3. Pat. S.Th., 64 J., K 5495/70

Drahtnaht im Unterkiefer, Liegedauer 69 Monate

Beurteilung: Geringe chronische Entzündung; gelegentlich stark lichtbrechendes Fremdmaterial ohne eindeutige entzündliche Reaktion. Eine Metallose ist nicht erkennbar.

aa.4. Pat. R.A., 36 J., K 4497/70

Drahtnaht am seitlichen Orbitarand, Liegedauer 12 Monate

Beurteilung: Geringe chronisch vernarbte Entzündung. Nur ganz vereinzelt geringe Mengen von Hämosiderin in Makrophagen, gelegentlich auch Eisen-negatives braunes Material. Kein Anhalt für eine stärkere Eisenablagerung oder Metallose.

aa.5. Pat. K.M., 68 J., K 4499/70

Drahtnaht am seitlichen Orbitarand, Liegedauer 51 Monate

Beurteilung: Chronisch vernarbte Entzündung; ganz vereinzelt feinkörniges braunes, Eisen-negatives Material. Keine Ablagerungen von Fremdmaterial, das Metall darstellen könnte.

bb) Befunde bei Osteosynthesen mit AO-Platten

bb.1. Pat. H.G., 43 J., K 3810/69

AO-Platte im UK-Corpus, Liegedauer 6 Monate

b.1.a. Gewebe um Osteosyntheseplatte

Beurteilung: Chronisch vernarbte Entzündung. Zentral intensive braune, braun-grüne und schwarze Pigmentablagerungen innerhalb einer stärkeren Fibroblastenwucherung. Eisenfärbung mit Ausnahme des schwarzen Pigmentes positiv. Dazwischen aber auch neben der Berliner-Blau-Reaktion leuchtend grüne Streifen. Die Befunde entsprechen einer Metallose mit stärkerer entzündlicher Reaktion.

b.1.b. Gewebe über der Platte

Beurteilung: Chronische Entzündung und wenig braunes Pigment, Eisenreaktion negativ.

bb.2. Pat. B.G., 28 J., K 3488/70

AO-Platte im Unterkiefer, Liegedauer 6 Monate

b.2.a. Gewebe über der Platte

Beurteilung: Geringe chronische Entzündung. Stellenweise braune, zum Teil intrazelluläre Pigmentkörner, die sich in der Berliner-Blau-Färbung zum Teil anfärben.

b.2.b. Gewebe zwischen Platte und Knochen

Beurteilung: Geringe bis mäßige, chronisch vernarbte Entzündung und herdförmig granulierende Entzündung mit Fremdkörperriesenzellen. Nur wenig feinkörniges, braunes Material, das Berliner-Blau-positiv ist. Zum Teil Imprägnierung der Gewebefasern.

Die Befunde in b.2.a. und b.2.b. entsprechen einer Metallose mit starker Gewebsreaktion in b.2.b.

bb.3. Pat. B.R., 28 J., K 1777/73

AO-Platte im Unterkiefer, Liegedauer 3 Monate

b.3.a. Gewebe über der Platte

Beurteilung: Chronisch fibrosierte Entzündung, nur vereinzelt intrazellulär Berliner-Blau-positives Material. Selten kleinste, stark lichtbrechende Eisenanteile, jedoch keine wesentliche Metallose.

b.3.b. Gewebe über der Platte

Beurteilung: Stärker granulierende bis vernarbte Entzündung. Herdförmig Eisen-positives Material, zum Teil grünliche, kristalline Anteile. Befunde entsprechen einer geringen Metallose.

bb.4. Pat. H.R., 52 J., K 3253/73

AO-Platte im Unterkiefer, Liegedauer 6 1/2 Monate

Beurteilung: Uncharakteristische, chronisch fibrosierende Entzündung, nur wenig Eisen-positives Material. Kein sicherer Anhalt für eine Metallose.

cc) Befunde bei Osteosynthesen mit individuell gefertigten Gußplatten aus Co-Cr-Mo-Legierungen

cc.1. Pat. V.W., 33 J., K 5515/69

Gußplatte im Kieferwinkel, Liegedauer 9 Monate

c.1.a. Gewebe über der Platte

Beurteilung: Chronisch vernarbte, herdförmig granulierende Entzündung mit dunkelgrün bis schwarzem anorganischen Material sowie tropfenförmigen Hämosiderinablagerungen, entsprechend einer Metallose und zum Teil stärker granulierender Entzündung.

c.1.b. Gewebe zwischen Knochen und Platte

Beurteilung: Granulationsgewebe mit Hämosiderinablagerungen infolge nicht mehr frischer Blutungen.

cc.2. Pat. K.A., 64 J., K 6416/69

Gußplatte im Unterkiefer-Corpus, Liegedauer 6 Monate

c.2.a. Gewebe über der Platte

Beurteilung: Chronisch vernarbte Entzündung. Dunkelbraunes und grün-braunes Material, daneben auch pigmentierte Makrophagen. Die Befunde entsprechen einer Metallose ohne stärkere entzündliche Aktivität.

c.2.b. Gewebe zwischen Knochen und Platte

Beurteilung: Zum Teil zellreiches Narbengewebe mit oberflächlich grobkörnigem, dunkelbraunem und auch büschelförmigem grünbraunen Pigment. Die Befunde entsprechen einer Metallose mit stärkerer entzündlicher Reaktion als in c.2.a.

dd) Befund einer Osteosynthese mit Palacosplatte (Beilagscheiben aus V₂A-Stahl, AO-Schrauben)

dd.1. Pat. H.H., 13 J., K 5972/69

Palacosplatte im Kieferwinkel, Liegedauer 3 Monate

d.1.a. Gewebe zwischen Knochen und Platte

Beurteilung: Granulierende bis chronisch vernarbte Entzündung.

d.1.b. Gewebe aus dem Schraubenbereich

Beurteilung: Chronisch vernarbte Entzündung mit Übergang in ein Granulationsgewebe und mit Auflockerung und Hohlraum-bildung entsprechend einer Fistelung. In diesem Bereich mehrere mehrkernige Riesenzellen, die zum Teil stark lichtbrechendes Fremdmaterial einschließen. In mehreren Makrophagen, daneben auch in faserbildenden Zellen, ist körniges, Berliner-Blau-positives Material erkennbar. Gelegentlich liegen auch größere "Tropfen" Eisen-positiven Materials extrazellulär. Die Befunde entsprechen einer Metallose mit teilweise ausgeprägter Entzündung und Fistelbildung.

3) Spektralanalytische Untersuchungen

a) Material

Bei der Entfernung von Osteosynthesematerial wurden aus der Umgebung einzelner Metallimplantate insgesamt 16 Gewebeproben entnommen, die zum Nachweis von Metallspuren der UV-Emissionsspektralanalyse unterworfen wurden (in Zusammenarbeit mit Herrn Dr. Ing. habil. E. ROSSMANN, freier Mitarbeiter des Material-Prüfungsamtes für das Bauwesen der Technischen Hochschule München). Gleichzeitig wurden zwei Proben von menschlichem Gewebe aus dem Unterkieferbereich als Vergleichsstandard mitanalysiert. Im Gegensatz zu den

tierexperimentellen Untersuchungen von AKAHOSHI, FERGUSON, HODGE und LAING wurde lediglich Wert auf einen qualitativen Metallnachweis gelegt, weil es aus naheliegenden Gründen nicht ohne weiteres möglich ist, aus dem Gesichtsbereich von Patienten standardisierte größere Gewebsmengen zu Analysezwecken zu entfernen. Die untersuchten Gewebsmengen schwanken zwischen 1 mg und 30 mg.

b) Methode und Erläuterungen

Die 72 Stunden im Trockenschrank getrockneten Gewebsteile wurden im Porzellantiegel bei etwa 600 °C langsam verascht und anschließend im Kohle-Lichtbogen verbrannt. Das Linienspektrum der Strahlung im UV-Bereich wurde fotografisch festgehalten. Die Belichtungszeit bei 8 Amp. Stromstärke betrug 1 sec. Alle Aufnahmen wurden so durchgeführt, daß der Lichtbogen in einer mit Sauerstoff gefüllten Quarzküvette brannte, so daß keine Stickstoffbanden entstanden.

Die von jedem Metall bei Lichtbogentemperatur ausgesandten Strahlen mit charakteristischer Wellenlänge (Analysenlinien) sind verschieden intensiv in ihrer Helligkeit. Auf der fotografischen Platte erscheinen sie um so tiefer schwarz, je mehr Metall im Lichtbogen erhitzt wurde. Die letzte Analysenlinie, also die stärkste, verschwindet im Spektrogramm erst dann, wenn der Metallgehalt in der Probe unter die Grenze der Analysenempfindlichkeit des Instruments gesunken ist. Das Metall ist dann spektrografisch nicht mehr nachweisbar. Nach ROSSMANN können Metalle bis zu einem Prozentgehalt von $a \cdot 10^{-4}$ (wobei für a gilt: $1 \leq a \leq 10$) erfaßt werden.

Zur Erkennung der ausgestrahlten charakteristischen Analysenlinien dient ein gleichzeitig aufgenommenes Bogenspektrum des Eisens. Mit Hilfe eines "Wellenatlas" kann dann nach den stärksten Analysenlinien eventuell vorhandener Metalle geforscht werden.

c) Ergebnisse

Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 dargestellt. Nach der Zusammensetzung der verwendeten Draht- (V_2 A-Stahl) und AO-Platten-Materialien (V_4 A-Stahl) können vor allem Chrom und Nickel, bei den Gußplatten (Cr-Co-Mo-Legierungen) Chrom, Kobalt und Molybdän als Indikatoren für eine vorhandene Metallose herangezogen werden. Der spektralanalytische Eisennachweis besitzt wegen des Eisengehaltes des Blutes keine Aussagekraft.

Bei Cr wurde nach den Linien 3578,7 Å (letzte Linie) und nach den schwächeren Linien 4254,3 Å, 4274,8 Å und 4289,7 Å gesucht, bei Ni nach den Linien 3524,5 Å (letzte Linie), 3418,8 Å und 3493,0 Å, bei Mo nach den Linien 3798,3 Å (letzte Linie), 3864,1 Å und 3132,6 Å und bei Co nach den Linien 3453,5 Å (letzte Linie), 3405,1 Å, 3502,3 Å, 3412,3 Å, 3502 Å und 3528 Å.

Tabelle 2: Ergebnisse der spektralanalytischen Untersuchungen

Patient	Ort der Osteo- synthese	Art des Gewebes	Liegezeit	Histologie	Spektrallinien				
					Fe	Cr	Ni	Co	Mo
1.B.A. 2.M.J.			Leerproben		++ ++	- -	- -	- -	- -
A) Osteosynthesen mit Drahtnaht									
3.S.R. 72 J.	Unterkiefer	UBG	38 Tage	-	++	++	-	-	-
4.R.H. 20 J.	Unterkiefer	UBG	7 Monate	-	++	++	+	-	-
5.R.H. 20 J.	Unterkiefer	K	7 Monate	-	(+)	-	-	-	-
6.D.C. 26 J.	seitl.Orbi- tarand	UBG	17 Monate	-	++	-	-	-	-
7.S.A. 22 J.	seitl.Orbi- tarand	UBG	35 1/2 Monate	-	+++	+++	+++	-	-
8.K.M. 68 J.	seitl.Orbi- tarand	UBG	51 Monate	Geringe Ent- zündung u.Fibrose	++	++	++	-	-
9.S.H. 48 J.	Unterkiefer	UBG	55 Monate	Chron.verschwielte Entzündung	++	++	+	-	-
o.S.T. 64 J.	Unterkiefer	UBG	69 Monate	Geringe chron. Entzündung	++	+++	++	-	-
1.R.O. 27 J.	Unterkiefer	UBG	24 Monate	-	+	+	-	-	-
B) Osteosynthesen mit AO-Platten									
2.B.G. 28 J.	Unterkiefer	UBG	6 Monate	Geringe bis mäßige chron. Entzündung Ger.Metallose	++	++	-	-	-
3.B.G. 63 J.	Unterkiefer	UBG	6 Monate	-	++	++	++	-	-

Patient	Ort der Osteo- synthese	Art des Gewebes	Liegezeit	Histologie	Fe	Cr	Ni	Co
C) Osteosynthesen mit Gußplatten								
14.K.A. 64 J.	Unterkiefer- ast rechts	UBG	6 1/2 Monate	Geringe bis mäßige chron. Entzündung	+	++	+	(+)
15.K.A. 64 J.	Unterkiefer- ast rechts	Z	6 1/2 Monate	Geringe Metallose Chron.	++	++	-	++
16.K.A. 64 J.	Unterkiefer- ast links	K	6 1/2 Monate	Entzündung Metallose	-	-	-	-
17.K.A. 64 J.	Unterkiefer- ast links	Z	6 1/2 Monate	-	(+)	++	+	(+)
18.K.A. 64 J.	Unterkiefer- ast links	UBG	6 1/2 Monate	-	(+)	++	(+)	-

Erläuterungen: UBG = Implantat umscheidendes Bindegewebe

K = Knochengewebe

Z = Bindegewebe zwischen Platte und Knochen

in Schraubennähe

+++ = alle obigen Linien sind stark

++ = alle Linien sind sichtbar

+ = nur zwei Linien sind sichtbar

(+) = nur eine Linie (stärkste) sichtbar

11. Diskussion der Untersuchungsergebnisse

1. Diskussion der Ergebnisse metallurgischer Untersuchungen

Die untersuchten V₂A-Drähte ließen ein relativ einheitliches Metallgefüge erkennen; der Aufbau entspricht dem eines qualitativ einwandfreien austenitischen rostfreien 18/8-Stahles. Die verformende Beanspruchung, die beim Legen einer Drahtnaht unvermeidlich ist, wirkt sich aber auf die Kristallstruktur im Sinne einer Korrosionsbegünstigung aus. Bei der Beurteilung von insgesamt 50 entfernten Drahtnähten konnten jedoch keine mit dem freien Auge erkennbaren Korrosionsherde festgestellt werden, obwohl sich die Drähte zum Teil bis zu 5 Jahren im Organismus befunden hatten.

Die metallografische Untersuchung von AO-Platten erbrachte ein insgesamt gesehen befriedigendes Ergebnis, vor allem im Hinblick auf ähnliche Arbeiten von SCHUSTER (1970) und BRUSSATIS und NONHOFF (1966), die feststellen mußten, daß die Gefüge nicht immer homogen und häufig verunreinigt waren. Die Verunreinigungen von 6 der 7 von uns untersuchten Platten waren als geringfügig einzustufen und als vertretbar auch in Anbetracht des Einsatzes der Werkstoffe im biologischen Milieu.

Eine unbenutzte Osteosyntheseplatte fiel durch stärkere Verunreinigung und ein unbefriedigendes Gefügebild auf; die Materialqualität war als schlecht und für medizinische Zwecke unbrauchbar zu beurteilen.

Die Schliffbilder der begutachteten Schrauben zeigten ein sehr grobkörniges, jedoch nur in geringem Maße verunreinigtes Kristallgefüge mit zahlreichen Verformungsspuren. Der Gefügebau der benutzten und der unbenutzten Schrauben gleicht sich weitgehend.

Die Analysenbefunde der AO-Materialien ergaben, daß es sich durchwegs um V₄A-Stähle handelte, deren Zusammensetzung den in der Stahl-Einsatz-Liste vorgegebenen Werten entsprach.

42

Insgesamt gesehen, können die verwendeten AO-Materialien als brauchbare Osteosynthesewerkstoffe beurteilt werden, wenngleich auch bei diesen üblicherweise als hochwertig angesehen Materialien (BRUSSATIS) damit gerechnet werden muß, daß vereinzelt Chargen minderwertiger Qualität zur Auslieferung gelangen.

Die Untersuchungen an den individuell angefertigten Osteosyntheseplatten aus Co-Cr-Mo-Legierungen erbrachten problematische Gefügebilder. Es bestätigte sich, daß Vitallium und ähnliche Legierungen schwierig zu bearbeiten sind. Die Zusammensetzung der Legierungen lag im Bereich deutscher bzw. amerikanischer Normen, die für den Einsatz dieser Legierungen für medizinische Zwecke gelten. Man kann aufgrund dessen gute Korrosionsbeständigkeit annehmen; die mechanischen Eigenschaften können wegen des Gefügestandes, aber auch im Hinblick auf die allgemeinen Erfahrungen, keinesfalls brauchbare Werte liefern. Dies hat, in Verbindung mit der Umständlichkeit des Verfahrens (zweizeitiges operatives Eingehen im Frakturgebiet), die Methode der Osteosynthese mit individuell gegossenen Platten wieder in den Hintergrund gedrängt.

2. Diskussion der Ergebnisse histologischer Untersuchungen

Im Gewebe aus der Umgebung von Drahtnähten mit einer Liegezeit zwischen 12 und 69 Monaten waren nur in einem Fall (bei einer Liegedauer von 16 Monaten) Anzeichen einer geringen Metallose festzustellen. Stets ließ sich der Befund einer leichten chronischen Entzündung erheben.

In den Geweben aus der Umgebung von AO-Platten waren stets Hinweise für eine Metallose erkennbar; die Entzündungszeichen waren stärker ausgeprägt als bei den Drahtnahtosteosynthesen.

Immer war eine zum Teil stärker ausgeprägte Metallose in Geweben um Co-Cr-Mo-Platten zu registrieren.

Eine ausgeprägte Metallose fand sich schließlich noch in der Umgebung einer nur drei Monate liegenden V₂A-Beilagscheibe

(mit AO-Schraube!), wobei die Platte aus Kunststoff (Palacos) hergestellt war. Klinisch war der Befund einer vom Schraubenbereich ausgehenden Fistel zu erheben.

Die aufgeführten histologischen Befunde lassen erkennen, daß für eine unter dem Lichtmikroskop nachweisbare Metallose nicht die Liegedauer der Implantate, sondern deren Größe ausschlaggebend war. Bemerkenswert ist ferner, daß die Anzeichen einer Metallose im Gewebe um Co-Cr-Mo-Implantate in mindestens dem gleichen Umfang wie bei den AO-Materialien aus V₄A-Stahl auftraten.

3. Diskussion der Ergebnisse spektralanalytischer Untersuchungen

Die spektralanalytischen Ergebnisse zeigen, daß auch bei Drahtnahtosteosynthesen Legierungsbestandteile ins umgebende Gewebe abwandern; die halbquantitativ erfaßten Nachweismengen waren nicht geringer als bei den Plattenosteosynthesen. Die an das benachbarte Gewebe insgesamt abgegebene Metallmenge dürfte bei den Platten aufgrund der wesentlich größeren Kontaktflächen der Platten und Schrauben im Vergleich zur geringen Oberfläche der Drähte selbstverständlich höher gewesen sein.

Der Grad der Metallose war uneinheitlich. Bezieht man in der Gruppe A (Drahtnähte) den halbquantitativ festgestellten, also nur abgeschätzten Metallgehalt auf das Gewicht der Proben (das zwischen 1,0 mg und 30 mg schwankt), so kann man daraus keine eindeutige Abhängigkeit der Metallmenge von der Liegezeit ermitteln. Beispielsweise finden sich bei Probe 7 (10 mg Einwaage, Liegezeit 35,5 Monate) stärkere Nickellinien als bei Probe 10 (21,3 mg Einwaage, Liegezeit 69 Monate).

III. Zusammenfassung

Osteosynthesematerialien aus V₂A-Stahl, V₄A-Stahl und aus Co-Cr-Mo-Legierungen, die an der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität München zu Osteosynthesen im

Kiefer- und Gesichtsbereich Verwendung finden oder zum Teil bereits Osteosynthesezwecken gedient hatten, wurden metallografisch untersucht und einer Analyse ihrer Zusammensetzung unterworfen. Die Ergebnisse zeigen, daß V₂A-Stahldrähte der Marke Wipla^R und AO-Platten und -Schrauben der Firma Synthes/Freiburg für kieferchirurgische Osteosynthesezwecke hinreichend geeignet sind. In der Zusammensetzung der Legierungsbestandteile entsprachen die untersuchten Materialien den in der Stahl-Einsatz-Liste des Vereins Deutscher Eisenhüttenleute aufgeführten Normen der für medizinische Zwecke verwendbaren V₄A-Stähle, jedoch lassen Reinheit und Homogenität des Gefüges gelegentlich zu wünschen übrig.

Osteosynthesen mit individuell gefertigten Platten aus Co-Cr-Mo-Legierungen sind wegen der schwierigen und deshalb unzureichenden Behandlung des Gusses abzulehnen, wenngleich die verwendeten Legierungen in ihrer Zusammensetzung den angegebenen Normen entsprachen.

Vom Gewebe aus der Umgebung der beschriebenen Osteosynthesematerialien wurden bei deren Entfernung Proben entnommen, die histologisch und/oder spektralanalytisch nach Metallsuren zum Nachweis einer Metallose untersucht wurden. Die gewonnenen Ergebnisse bestätigen, daß auch aus den als korrosionssicher geltenden, für medizinische Zwecke als geeignet befundenen Legierungen Metallbestandteile in nachweisbaren Mengen in das umgebende Gewebe abwandern.

D. Literaturverzeichnis

1. ALLGÖWER, M., M.E. MÜLLER, R. SCHENK und H. WILLENEGGER:
Prinzipien bei der Metallverwendung am Knochen.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 305, 1 (1963).
2. ALLGÖWER, M. und G. SEGMÜLLER:
Biomechanische Prinzipien bei der Metallverwendung am Knochen. Handbuch der plastischen Chirurgie, hrsg. v. E. GOHRBRANDT, J. GABKA, A. BERNDORFER, Bd. I/16.
De Gruyter, Berlin 1965.
3. AXHAUSEN, G.:
Die allgemeine Chirurgie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Lehmanns, München - Berlin 1943.
4. BAER, R.:
Die stabile Osteosynthese mit schraubenfixierten Platten im Unterkieferbereich. Med. Diss., München 1970.
5. BERTI-RIBOLI:
Zit. in: R. NICOLE: Metallschädigung bei Osteosynthese.
Helv. chir. Acta 14, Suppl 3 (1947).
6. BOCK, R.:
Röntgenspektralanalyse. Zs. f. anal. Chemie 243, 97 (1968).
7. BÖHLER-JESCHKE:
Operative Behandlung der Schenkelhalsbrüche und Schenkelhalspseudarthrosen. W. Maudrich, Wien 1938.
8. BORCHERS, H.:
Metallkunde, Bd. I. De Gruyter, Berlin 1943.
9. BRUSSATIS, F. und M.E. MÜLLER:
Metallbeschaffenheit und Korrosionserscheinungen an Platten und Schrauben. Langenbecks Arch.klin.Chir., 305, 15 (1963).
10. BRUSSATIS, F. und J. NONHOFF:
Metallkundliche Untersuchungen der bei Osteosyntheseoperationen verwendeten Implantate. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie 62, 64 (1967).
11. CAMPBELL:
Zit. nach R. NICOLE: Metallschädigung bei Osteosynthese.
Helv. chir. Acta 14, Suppl. 3 (1947).
12. CHRISTEN, H.:
Werkstoff-Begriffe. 2. Aufl., Frauenfeld 1943.

13. GONTZEN, H. und H. BROGHAMMER:
Korrosion und Metallose. Bruns' Beitr. klin. Chir.
208, 75 (1964).
14. DANIS, R.:
Zit. nach: M.E. MÜLLER, M. ALLGÖWER und H. WILLENEGGER:
Technik der operativen Frakturenbehandlung. Springer,
Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963.
15. FERGUSON, A.B.:
Metal behaviour. The corrosion process. In: C.O. BECHTOL,
A.B. FERGUSON and P.G. LAING: Metals and engineering in
bone and joint surg. p. 20-28. Williams and Wilkins,
Baltimore 1959.
16. FERGUSON, A.B., P.G. LAING, E.S. HODGE:
The Ionization of Metal Implants in Living Tissues.
J. Bone and Joint Surg., 42-A, 77 (1960).
17. FERGUSON, A.B., Y. AKAHOSHI, P.G. LAING, E.S. HODGE:
Trace Metal Ion Concentration in the Liver, Kidney,
Spleen and Lung of Normal Rabbits. J. Bone and Joint
Surg., 44-A, 317 (1962).
18. FERGUSON, A.B., Y. AKAHOSHI, P.G. LAING, E.S. HODGE:
Characteristics of Trace Ions Released from Embedded
Metal Implants in the Rabbit. J. Bone and Joint Surg.,
44-A, 323 (1962).
19. FISCHER, CH. und H. ZITTER:
Verhalten von chemisch beständigen Stählen im menschlichen
Körper. Werkstoffe und Korrosion. 9, 753 (1963).
20. FRIES, R.:
Markdrahtung bei Unterkieferfrakturen. Fortschritte der
Kiefer- und Gesichtschirurgie. Thieme, Stuttgart 1966.
21. GEORGIEVA, K.:
Intraossale Osteosynthese. Dtsch. Stomat. 13, 232 (1963).
22. GERLACH, W., E. SCHWEITZER:
Die chemische Emissionsspektralanalyse. Leopold Voss,
Leipzig 1930.
23. GERLACH, W., E. RIEDL:
Die chemische Emissionsspektralanalyse, III. Teil.
Leopold Voss, Leipzig 1936.
24. GRASSER, H.:
Die Versorgung von Gesichts- und Kieferverletzungen.
Zahnärztl. Praxis. 11, 38 (1960).

25. GRASSER, H.:
Die Osteosynthese mit Knochenschrauben. Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 313 (1968).
26. GRASSER, H.:
Osteosynthesen im Alterskiefer. Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 123 (1970).
27. GRASSER, H.:
Die Behandlung von Kieferfrakturen mit Kunststoff und Fremdknochen. Carl Hanser, München 1970.
28. GREVE:
Zit. nach: J. HEISS und H. GRASSER: Stabile Osteosynthese mit Platten. Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 1085 (1968).
29. GURLT:
Zit. nach: M.E. MÜLLER, M. ALLGÖWER und H. WILLENEGGER:
Technik der operativen Frakturenbehandlung. Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963.
30. HAGMANN, R.:
Vergleichende Untersuchungen über die relative Knochenbildung nach Implantation von Metallschrauben in das Rattenfemur. Med. Diss., Basel 1963.
31. HAUPTMEYER, Fr.:
Über Kieferbrüche und ihre Behandlung. Dtsch. Mschr. f. Zahnheilk. 28, 625 (1910).
32. HEISS, J. und H. GRASSER:
Stabile Osteosynthese mit Platten. Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 1085 (1968).
33. HEISS, J. und H. GRASSER:
Erfahrungen mit Plattenverbänden im Kieferbereich. Zahnärztl. Praxis 20, 109 (1969).
34. HEISS, J. und H. GRASSER:
Klinik der Plattenosteosynthese. Dtsch. Stomat. 20, 161 (1970).
35. HERRMANN, M.:
Zit. nach: J. HEISS und H. GRASSER: Stabile Osteosynthese mit Platten. Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 1085 (1968).
36. HEYN, R.:
Über die Schienung zahnloser Unterkieferfragmente. Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 1109 (1964).

37. HILLERSTRÖM:
Zit. nach: R. BAER: Die stabile Osteosynthese mit
Schraubenfixierten Platten im Unterkieferbereich.
Med. Diss., München 1970.
38. HOFFA:
Zit. nach: J. HEISS und H. GRASSER: Stabile Osteosynthese
mit Platten. Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 1085 (1968).
39. JASTRZEBSKI:
Zit. nach: F. STRAUMANN, S. STEINEMANN, O. POHLER,
H. WILLENEGGER und R. SCHENK: Neuere experimentelle und
klinische Ergebnisse über die Metallose. Langenbecks Arch.
klin. Chir. 305, 21 (1963).
40. KIRSCHNER, M.:
Allgemeine und spezielle chirurg. Operationslehre. Bd. 3,
1. Teil. Springer, Berlin 1935.
41. KÖHLER, J.A.:
Diagnostik und Therapie der Kieferfrakturen.
Hüthig, Heidelberg 1953.
42. KOENIG:
Zit. nach: M.E. MÜLLER, M. ALLGÖWER und H. WILLENEGGER:
Technik der operativen Frakturenbehandlung. Springer,
Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963.
43. KRANZ:
Zit. nach: J. HEISS und H. GRASSER: Stabile Osteosynthese
mit Platten. Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 1085 (1968).
44. KRAUS, M.:
Kieferschussverletzungen, Pseudarthrose, Osteoplastik,
Heilung. Wien, klin. Wschr. 4, 121 (1917).
45. KÜNTSCHER, G.:
Die Technik der Marknagelung bei Oberschenkeln.
Zbl. Chir. 67, 74 (1940).
46. LAMBOTTE, A. und E.:
Zit. nach: M.E. MÜLLER, M. ALLGÖWER und H. WILLENEGGER:
Technik der operativen Frakturenbehandlung. Springer,
Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963.
47. LAING, P.G., A.B. FERGUSON, E.S. HODGE:
Spectrochemical Determination of Trace Metals in Normal
Striated Muscle in the Rabbit. J. Bone and Joint Surg.
41-A, 737 (1959).
48. LAING, P.G., L.R. MADANCY and M.A. GREBNER:
A Radioisotopic Investigation of the Contamination of
Screws and Tissues by Srewdrivers. J. Bone and Joint Surg.
41-A, 535 (1959).

49. LISTER:
Zit. nach: M.E. MÜLLER, M. ALLGÖWER und H. WILLENEGGER:
Technik der operativen Frakturenbehandlung. Springer,
Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963.
50. LOOS, Th.:
Chirurgisches aus der Behandlung des Unterkieferschuss-
bruches. Zahnärztl. Rdsch. 24, 569 (1915).
51. v.LÜDINGHAUSEN, M., P. MEISTER, E. ROSSMANN und W. GÜCKEL:
Spektralanalytische und radiochemische Untersuchungen
bei Metallose. Verh. Dtsch. Ges. Path. 54, 414 (1970).
52. v.LÜDINGHAUSEN, M., P. MEISTER and J. PROBST:
Metallosis after osteosynthesis. Pathologia europaea
5, 307 (1970).
53. v.LÜDINGHAUSEN, M., P. MEISTER und J. PROBST:
Osteosynthese und Metallose. Med. Welt 21/44, 1913 (1970).
54. LUHR, H.G.:
Zur stabilen Osteosynthese bei Unterkieferfrakturen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 754 (1968).
55. LUX, F.:
Anwendung der Aktivierungsanalyse in der Biochemie.
Z. f. anal. Chemie 243, 107 (1968).
56. MAYRHOFER, B.:
Zur primären Knochennaht bei Schußfrakturen des Unter-
kiefers. Klin. Wschr. 8, 227 (1916).
57. MENEGAUX, G., D. ODIETTE:
Zit. nach: R. NICOLE: Metallschädigung bei Osteosynthese.
Helv. chir. Acta 14, Suppl. 3 (1947).
58. MÜLLER, M.E., M. ALLGÖWER und H. WILLENEGGER:
Technik der operativen Frakturenbehandlung. Springer,
Berlin-Göttingen, Heidelberg 1963.
59. NICOLE, R.:
Metallschädigung bei Osteosynthese. Helv. chir. Acta
14, Suppl. 3 (1947).
60. RAUSCH, H., A. STANISCHEFF:
Zit. nach: R. BAER: Die stabile Osteosynthese mit
Schraubenfixierten Platten im Unterkieferbereich.
Med. Diss., München 1970.
61. REICHENBACH, E.:
Zur Frage der operativen Knochenbruchbehandlung im Bereich
des Gesichtsschädels. Dtsch. Zahn-, Mund- und Kiefer-
heilk. 17, 378 (1953).

62. REICHENBACH, E.:
Leitfaden der Kieferbruchbehandlung. Barth, Leipzig
1954.
63. SCHRÖDER, H.:
Zit. nach: J. HEISS und H. GRASSER: Stabile
Osteosynthese mit Platten. Dtsch. zahnärztl. Z. 23,
1085 (1968).
64. SCHUSTER, J.:
Metallurgische Untersuchungen von Osteosynthesematerial
aus V4A-Stahl. Mschr. Unfallheilk. 73, 13 (1970).
65. SCHWENZER, N.:
Das mechanische und biologische Verhalten der Drahtnaht
bei der Osteosynthese. Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 1266
(1966).
66. SPIESSL, B.:
Indikation und Technik der operativen Kieferbruch-
behandlung. Fortschr. Kiefer- und Gesichtschirurgie
11, 129 (1966).
67. STEINEMANN, F.:
Die Nagelextension der Knochenbrüche. Neue Deutsche
Chirurgie, Stuttgart 1912.
68. STRAUMANN, F., S. STEINEMANN, O. POHLER, H. WILLENEGGER
und R. SCHENK:
Neuere experimentelle und klinische Ergebnisse über die
Metallose. Langenbecks Arch. klin. Chir. 305, 21 (1963).
69. STRAUMANN, F. und S. STEINEMANN:
Metallurgische Fragen. In: M.E. MÜLLER, M. ALLGÖWER
und H. WILLENEGGER: Technik der operativen Frakturen-
behandlung. Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963.
70. VENABLE, C.S., W.G. STUCK:
Results of Recent Studies and Experiments Concerning
Metals Used in the Internal Fixation of Fractures.
J. Bone and Joint Surg., 30-A, 247 (1948).
71. WASSMUND, M.:
Frakturen und Luxationen des Gesichtsschädels.
Meussen, Berlin 1927.
72. WEIKART, P.:
Werkstoffkunde für Zahnärzte. Carl Hanser, München 1966.
73. WINKLER, L.:
Ursachen der Gewebsreaktion bei der Osteosynthese mit
Metallen. Zentralblatt f. Chirurgie 16, 665 (1952).

74. WUNDERER, S.:

Die Indikation der Knochennaht bei Unterkieferfrakturen. Öst. Z. Stomat. 54, 469 (1957).

ferner:

75. Stahl-Einsatz-Liste des Vereins Deutscher Eisenhüttenleute 430-66
Verlag Stahleisen mGH, Düsseldorf.

Herrn Professor Dr. Dr. H. GRASSER danke ich für die Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Bearbeitung, ferner Herrn Dr. TENSI vom Institut für Metallkunde der Technischen Universität München für seine wertvolle Hilfe bei den metallurgischen Untersuchungen und Herrn Priv.Do. Dr. MEISTER vom Pathologischen Institut der Universität München für die Mitarbeit bei den histologischen Untersuchungen.

Lebenslauf

Am 2. Februar 1947 wurde ich, Friedrich Gerd Josef A n e t s b e r g e r, als viertes Kind des damaligen Dentisten Fritz Anetsberger und seiner Ehefrau Gertrud, in Ampfing geboren. Von 1953 bis 1957 besuchte ich die Volksschule Ampfing und trat dann im September 1957 in das Humanistische Gymnasium zu Pfarrkirchen ein, wo ich im Juli 1966 die Reifeprüfung ablegte. Mit dem Wintersemester 1966/67 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig Maximilians-Universität München, das ich nach zehensemestrigem Hochschulbesuch am 21.12.1971 mit bestandener zahnärztlicher Prüfung abschloß. Am 17.1.1972 wurde mir vom Bayerischen Staatsministerium des Inneren die Bestallung als Zahnarzt erteilt. Seit 1.2.1972 bin ich als Assistent an der Chirurgisch-klinischen Abteilung der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität München tätig.

